

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



1 US 7,020,296 B2 (03-28-06)

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
4. April 2002 (04.04.2002)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 02/28143 A2

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: H04R 25/00

(72) Erfinder; und

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE01/03576

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): NIEDERDRÄNK,
Torsten [DE/DE]; Kössweg 11, 91056 Erlangen (DE).

(22) Internationales Anmeldedatum:
17. September 2001 (17.09.2001)

(74) Anwalt: BERG, Peter; Postfach 22 13 17, 80503 Munich
(DE).

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(81) Bestimmungsstaaten (national): CN, JP, US.

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(84) Bestimmungsstaaten (regional): europäisches Patent (AT,
BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, SE, TR).

(30) Angaben zur Priorität:
100 48 354.2 29. September 2000 (29.09.2000) DE

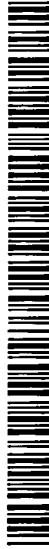
Veröffentlicht:

— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu
veröffentlichen nach Erhalt des Berichts

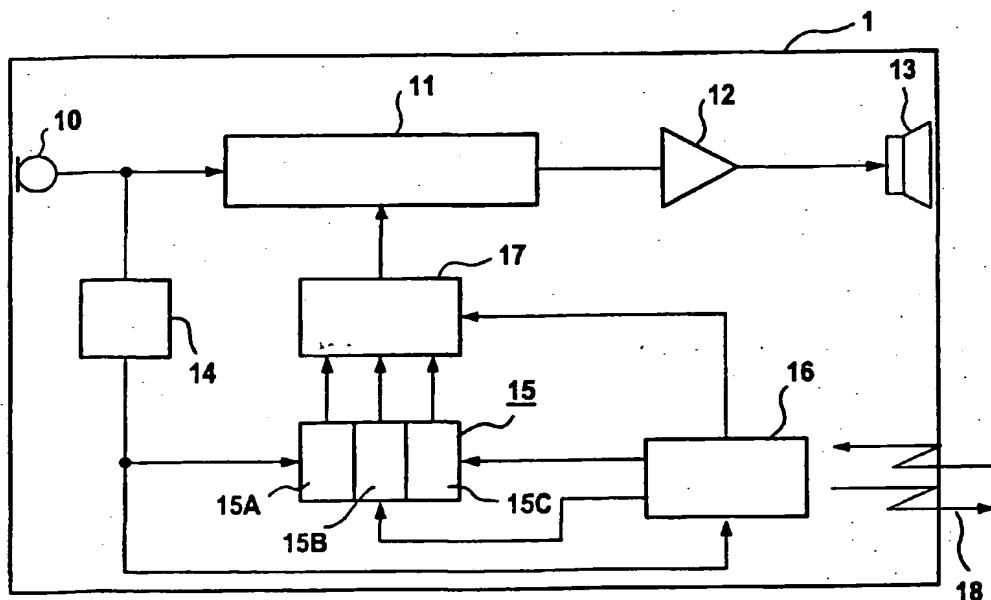
[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD FOR OPERATING A HEARING AID SYSTEM AND HEARING AID SYSTEM

(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUM BETRIEB EINES HÖRGERÄTESYSTEMS SOWIE HÖRGERÄTESYSTEM



WO 02/28143 A2



BEST AVAILABLE COPY

(57) Abstract: The invention relates to a hearing aid system (1, 2, 3) comprising at least two hearing air devices (1, 2). Values characteristic of the sonic field are generated in said hearing aid devices (1, 2) and are transmitted between the hearing aid devices (1, 2) in order to adapt the signal processing units to different hearing situations. Both hearing aid devices (1, 2) are thus always operated with the same hearing program.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

(57) Zusammenfassung: Bei einem Hörgerätesystem (1, 2, 3) mit wenigstens zwei Hörhilfegeräten (1, 2) werden in den Hörhilfegeräten (1, 2) Schallfeld-Kennwerte generiert und zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheiten an unterschiedliche Hörsituationen zwischen den Hörhilfegeräten (1, 2) übertragen. Beide Hörhilfegeräte (1, 2) werden somit stets in demselben Hörprogramm betrieben.

Beschreibung

Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems sowie Hörgerätesystem

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems sowie ein Hörgerätesystem mit wenigstens zwei Hörlhilfegeräten, zwischen denen ein Signalpfad vorgesehen ist, und mit wenigstens einer Signalverarbeitungseinheit,

10 die an verschiedene Hörsituationen anpassbar ist.

In vielen Fällen betrifft eine Schwerhörigkeit beide Ohren, der Hörgeschädigte sollte beidohrig (binaural) mit Hörgeräten versorgt werden. Moderne Hörgeräte verfügen dabei über

15 Signalverarbeitungsalgorithmen, die abhängig von der Hörsituation die Parameter der Hörgeräte automatisch variieren.

Diese Veränderungen betreffen einerseits den Übergang zwischen Mikrofonmodi (Omni- bzw. verschiedene Richtmikrofonmodi), andererseits kann die Wirkung verschiedener Blöcke der

20 Signalverarbeitung an die Hörsituation angepasst werden. Bei der binauralen Versorgung wird die Hörsituation an beiden Ohren bewertet. Durch ein an beiden Ohren leicht unterschiedliches Schallfeld kann die Bewertung allerdings leicht zu differierenden Aussagen führen. Beispielsweise im Innenraum

25 eines PKW können sich die an beiden Ohren gemessenen Schallpegel deutlich unterscheiden, auch eine Aussage über die räumliche Anordnung der Störschallquellen ist hier sehr schwankend. Bei einer getrennten Bewertung sind also unterschiedliche Einstellungen der Hörgeräte nur schwierig zu

30 umgehen.

Aus der US 5,604,812 ist ein Hörlhilfegerät bekannt, das zur automatischen Umstellung zwischen verschiedenen Hörprogrammen eine Signalanalyseeinheit aufweist, welche die aktuelle

35 Hörsituation erkennt und ein geeignetes Hörprogramm auswählt. Nachteilig dabei ist, dass die automatische Erkennung der Hörsituation bei zwei Hörlhilfegeräten eines Hörgerätesystems

zu unterschiedlichen Ergebnissen und somit zum Betrieb der Hörhilfegeräte in unterschiedlichen Hörprogrammen führen kann.

5 Aus der WO 00/00001 ist ein Verfahren zum Betrieb binauraler Hörgeräte bekannt, von denen jedes in Situ in mindestens zwei Übertragungsmodi von Mikrofon- zu Ausgangswandler-Anordnung (Hörprogramme) umschaltbar ist. Die jeweils aktiven Hörprogramme der Hörgeräte werden manuell oder automatisch über
10 eine drahtlose Verbindung zwischen den Hörgeräten auf vorgegebene oder vorgebbare Programm-Paarungen synchronisiert. Nachteilig bei dem bekannten Verfahren ist, dass die augenblickliche Hörsituation häufig nicht richtig erkannt wird und eines der Hörgeräte oder beide Hörgeräte in einem
15 falschen Hörprogramm betrieben werden.

Aus der US 5,757,932 ist ein Hörgerätesystem mit wenigstens zwei Hörgeräten zur binauralen Versorgung eines Hörgeräteträgers bekannt, bei dem zwischen den beiden Hörgeräten eine
20 Übertragung akustischer Signale vorgesehen ist. Nachteilig bei dem bekannten Hörgerätesystem ist die hohe Datenmenge, die zwischen den beiden Hörgeräten übertragen wird.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein Verfahren zum
25 Betrieb eines Hörgerätesystems sowie ein Hörgerätesystem zu schaffen, durch welche die automatische Anpassung von Hörhilfegeräten an unterschiedliche Hörsituationen verbessert wird.

30 Diese Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1. Der das Hörgerätesystem betreffende Teil der Aufgabe wird gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 3. Vorteilhafte Weiterbildungen des Verfahrens und des Hörgerätesystems sind in den Unteransprüchen angegeben.

35

Im Zusammenhang mit der Erfindung werden unter "Schallfeld-Kennwerten" Eigenschaften des Schallfeldes kennzeichnende

Größen verstanden. Diese Größen können Signalpegel, Frequenzspektren, Modulationsfrequenzen, Modulationstiefen, Rauschanteile, räumliche Kennwerte usw. akustischer Signale des Schallfeldes betreffen. Die aktuelle Hörsituation als
5 solche, in der das Hörgerät gerade betrieben wird, ist nicht als Schallfeld-Kennwert im Sinne der Erfindung zu verstehen.

Bei einem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung kann es sich um ein hinter dem Ohr tragbares Hörgerät (HdO), ein in dem Ohr
10 tragbares Hörgerät (IdO), ein ganz oder teilweise implantierbares Hörgerät, eine am Körper tragbare Hörhilfe, ein Taschengerät, eine in der näheren Umgebung eines Hörgerätes befindliche und mit diesem zusammenwirkende „externe Prozessoreinheit“ usw. handeln.
15

Das Hörgerätesystem gemäß der Erfindung umfasst wenigstens zwei Hörhilfegeräte, zwischen denen zur Datenübertragung ein Signalpfad vorgesehen ist, und wenigstens eine Signalverarbeitungseinheit, die an verschiedene Hörsituationen anpassbar
20 ist. Ein derartiges System kann sich beispielsweise aus einem hinter dem Ohr tragbaren Hörgerät mit einem Mikrofon zur Signalaufnahme, einer Signalverarbeitungseinheit und einem Hörer zur Versorgung eines Ohrs eines Hörgeschädigten und einem am Körper getragenen Zusatzgerät, einer „externen
25 Prozessoreinheit“, mit einem Mikrofon zur Signalaufnahme zusammensetzen. In der Regel wird ein solches System jedoch zwei am Kopf tragbare Hörgeräte mit je einem Mikrofon zur Signalaufnahme, eine Signalanalyseeinheit zum Generieren von Schallfeld-Kennwerten, eine Signalverarbeitungseinheit zur
30 Verarbeitung des Eingangssignals in Anpassung an den Hörverlust des Hörgeräteträgers, eine Steuer- und Auswerteeinheit zur Bestimmung von Parametern der Signalverarbeitungseinheit auf Basis der Schallfeld-Kennwerte und einen Hörer zur Signalausgabe aufweisen.

35 Zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit an unterschiedliche Hörsituationen werden in den Hörhilfegeräten durch

Auswertung der Mikrofonsignale Schallfeld-Kennwerte erzeugt und in mindestens einem der Hörhilfegeräte zusammengeführt. In diesem liegen dann alle im System vorhandenen Daten zur Bewertung des Schallfeldes vor, so dass eine optimierte

5 Anpassung der Signalverarbeitungseinheit an das Schallfeld ermöglicht wird. Im Unterschied zum Stand der Technik ist es hierfür nicht erforderlich, Audiosignale oder verarbeitete Audiosignale zu übertragen, was ein erheblich höheres Datenvolumen bedeuten würde und insbesondere bei einer

10 drahtlosen Verbindung zwischen den Hörhilfegeräten durch den damit verbundenen Energiebedarf und die begrenzte Kapazität üblicher Hörgeräte-Spannungsquellen nahezu unmöglich wäre.

Zusätzlich zum Erkennen der Hörsituation können die in einem 15 Hörhilfegerät zusammengeführten Daten vorteilhaft auch zur Feedbackerkennung dienen. Erkanntes Feedback lässt sich sodann durch zweckmäßige Anpassung der Signalverarbeitung des betroffenen Hörhilfegerätes beseitigen.

20 Umfasst das Hörgerätesystem gemäß der Erfindung zwei Hörgeräte zur binauralen Versorgung, so werden vorzugsweise in beiden Hörgeräten Schallfeld-Kennwerte generiert und auf das jeweils andere Hörgerät übertragen. In beiden Hörgeräten liegt dann die gleiche, optimierte Datenbasis zur Bewertung des Schallfeldes vor, so dass ihre Signalverarbeitungseinheiten gleichermaßen an das Schallfeld angepasst und im gleichen Hörprogramm betrieben werden können. Herrschen an beiden Hörgeräten leicht unterschiedliche akustische Verhältnisse, was beispielsweise durch die Abschattung des Kopfes oder im 25 Inneren eines PKW entstehen kann, bewirkt die in beiden Hörgeräten vorhandene Steuer- und Auswerteeinheit auf Basis der jeweils vorliegenden binauralen Information die Einstellung von Parametern der Signalverarbeitungseinheit zur Anpassung an die Hörsituation. Ferner ermöglicht es die 30 Zusammenführung von Schallfeld-Kennwerten, zusätzliche Informationen über die Schallfeldgeometrie zu gewinnen.

35

Es ist jedoch auch möglich, dass in nur einem der Hörhilfegeräte die Schallfeld-Kennwerte zusammengeführt werden zum Bestimmen der Hörsituation und von diesem ein Signal zur Kennzeichnung der Hörsituation auf weitere Hörhilfegeräte des 5 Hörgerätesystems rückübertragen wird. So könnten bei einem Hörgerätessystem mit zwei am Kopf tragbaren Hörgeräten und einer externen Prozessoreinheit, die wenigstens ein Mikrofon umfasst, in den Hörgeräten Schallfeld-Kennwerte generiert und auf die externe Prozessoreinheit übertragen werden, die 10 analog zu den Hörgeräten ihrerseits Schallfeld-Kennwerte generiert. Liegt die externe Prozessoreinheit in der näheren Umgebung der Hörgeräte, enthält man so zusätzliche Informationen über das Schallfeld. Die Informationen der externen Prozessoreinheit können für den Fall des Abstimmungsbedarfs 15 zwischen den in den Hörgeräten gewonnenen Ergebnissen für eine Entscheidung herangezogen werden, oder die externe Prozessoreinheit gibt als „Master“ manuell oder automatisch ausgelöst die gültigen Schallfeld-Kennwerte für das System bzw. das Hörprogramm vor.

20 Gemäß einer Variante der Erfindung ist die externe Prozessoreinheit als Fernbedienung für das Hörgerätesystem ausgebildet. So sind neben den o.g. Funktionen auch Funktionen zur komfortablen Bedienung des Hörgerätesystems in einem einzigen 25 Gerät vereint.

zu den Schallfeld-Kennwerten, die zwischen wenigstens zwei Hörhilfegeräten eines Hörgerätesystems gemäß der Erfindung übertragen werden und auf deren Basis die Bestimmung von 30 Parametern wenigstens einer Signalverarbeitungseinheit des Hörgerätesystems erfolgt, zählen insbesondere Kennwerte bezüglich:

- der Signalpegel,
- der Frequenzspektren,
- der Modulationsfrequenzen,
- der Modulationstiefen,
- der Rauschanteile sowie

- räumliche Kennwerte akustischer Signale des Schallfeldes.

Die räumlichen Kennwerte des Schallfeldes können ihrerseits

in Kohärenz, Einfallsrichtungen von Störsignalen, Einfalls-

5 richtung des Nutzsignals usw. unterteilt werden.

Zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit eines Hörhilfegerätes sieht eine Variante der Erfindung vor, in periodischen Zeitabständen Schallfeld-Kennwerte zu generieren und

10 zwischen Hörhilfegeräten des betreffenden Hörgerätesystems zu übertragen. Dadurch lässt sich erreichen, dass Hörhilfegeräte des Hörgerätesystems allenfalls für kurze Zeit in unterschiedlichen Hörprogrammen arbeiten.

15 Eine andere Variante sieht vor, dass wenn ein Hörhilfegerät eines Hörgerätesystems gemäß der Erfindung eine relevante Änderung von Schallfeld-Kennwerten registriert, ein Abgleich zwischen den Hörhilfegeräten des Hörgerätesystems erfolgt.

20 Im einfachsten Fall erfolgt die Anpassung von Hörhilfegeräten des Hörgerätesystems jedoch durch manuelle Betätigung eines Bedienelementes des Hörgerätesystems durch den Hörgeräteträger. Dabei kann das hierfür vorgesehene Bedienelement auch auf einer Fernbedienung angeordnet sein.

25 Weitere Einzelheiten der Erfindung werden nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels erläutert. Darin zeigen:

Figur 1 ein Hörgerätesystem mit zwei am Kopf tragbaren
30 Hörgeräten und einer externen Prozessoreinheit,

Figur 2 schematisch den Aufbau eines Hörhilfegerätes gemäß
der Erfindung und

35 Figur 3 schematisch den Aufbau der externen Prozessoreinheit.

Figur 1 zeigt als Ausführungsbeispiel den Aufbau eines binauralen Hörgerätesystems 1, 2, 3 mit zwei Hörgeräten 1 und 2 und einer externen Prozessoreinheit 3. Zwischen den beiden Hörgeräten und zwischen je einem Hörgerät und der externen 5 Prozessoreinheit bestehen Signalpfade 4, 5 und 6, die im Ausführungsbeispiel bidirektional und drahtlos ausgeführt sind. Somit können innerhalb des Hörgerätesystems 1, 2, 3 Daten zwischen den Hörgeräten sowie zwischen je einem Hörgerät und der externen Prozessoreinheit ausgetauscht 10 werden.

In Figur 2 ist schematisch der interne Aufbau eines Hörgerätes 1 des Hörgerätesystems 1, 2, 3 gemäß Figur 1 veranschaulicht. Das Hörgerät 1 umfasst ein direktionales Mikrofon 10 mit veränderbarer Richtcharakteristik zum Aufnehmen eines akustischen Eingangssignals. Dieses ist einer Signalverarbeitungseinheit 11 zugeführt, in der eine Aufbereitung des Eingangssignals zur Anpassung an den Hörverlust eines Hörgerätesträgers erfolgt. Das Ausgangssignal der Signalverarbeitungseinheit 11 ist einem Endverstärker 12 und schließlich 15 einem Hörer 13 zur Signalausgabe zugeführt.

Ferner umfasst das dargestellte Hörgerät 1 eine Signalanalyseeinheit 14, in der aus dem Eingangssignal Kennparameter des Schallfeldes, in dem sich das Hörgerät 1 befindet, ermittelt 25 werden. Diese Schallfeld-Kennwerte kennzeichnen Signalpegel, Frequenzspektren, Modulationsfrequenzen, Modulationstiefen, Rauschanteile, räumliche Kennwerte usw. akustischer Signale des Schallfeldes. Die räumlichen Kennwerte des Schallfeldes 30 können ihrerseits die Kohärenz, Einfallsrichtungen von Störsignalen, die Einfallsrichtung des Nutzsignals usw. umfassen. Die so ermittelten Schallfeld-Kennwerte werden in einem Speicherbereich 15A eines Speichers 15 des Hörgerätes 1 abgelegt.

35

Zur drahtlosen Signalübertragung zwischen dem Hörgerät 1 und dem weiteren Hörgerät 2 sowie der externen Prozessoreinheit 3

weist das Hörgerät 1 die Sende- und Empfangseinheit 16 auf. Über diese und den Signalpfad 18 werden die im Hörgerät 1 ermittelten Schallfeld-Kennwerte auf das Hörgerät 2 und die externe Prozessoreinheit 3 übertragen. Mittels der Sende- und Empfangseinheit 16 empfängt das Hörgerät seinerseits über den Signalpfad 18 die in dem zweiten Hörgerät 2 und der externen Prozessoreinheit 3 in analoger Weise ermittelten Schallfeld-Kennwerte. Diese werden im Ausführungsbeispiel in den Speicherbereichen 15B und 15C des Speichers 15 abgelegt. Alle drei Speicherbereiche 15A, 15B, 15C sind der Steuer- und Auswerteeinheit 17 zugeführt, die aus den Schallfeld-Kennwerten Parameter zur Steuerung der Signalverarbeitungseinheit 11 in Anpassung an das Schallfeld bestimmt.

15 Zur Beurteilung des Schallfeldes und damit der Hörsituation liegen in dem Hörgerät 1 also sowohl die lokale Schallfeldinformation als auch die Information über das Schallfeld an den übrigen Auswerteorten vor. Auf diese Weise verfügt das Hörgerät 1 über eine umfassende Schallfeldinformation, die 20 zur Steuerung der Übertragungsparameter der Signalverarbeitungseinheit 11 herangezogen wird. Wie bei herkömmlichen Hörgeräten kann diese Steuerung aber auch nur auf der Betrachtung der lokalen Schallfeld-Kennwerte beruhen. Vorteilhaft greift die Steuer- und Auswerteeinheit 17 25 allerdings auf mindestens die Schallfeld-Kennwerte beider Hörgeräte 1 und 2, besser noch auf die Schallfeld-Kennwerte an allen drei Auswerteorten zurück und variiert entsprechend die Parameter der Signalverarbeitungseinheit 11. Einzelne Hörgerätfunktionalitäten, für die bei binauraler Versorgung 30 eine abgestimmte Wirkung beider Hörgeräte 1 und 2 notwendig ist, werden so synchronisiert. Mit Hilfe zweckmäßiger Algorithmen können auch bei unterschiedlichen Kennwerten zum Schallfeld passende Parameter ermittelt werden. Ferner erlauben die an verschiedenen Auswerteorten bestimmten 35 Schallfeld-Kennwerte Aussagen bezüglich des Schallfeldes, beispielsweise über die Schallfeldgeometrie, die bei der

Bestimmung von Kennwerten an nur einem Auswerteort gar nicht möglich wären.

Da innerhalb des Hörgerätesystems 1, 2, 3 lediglich Schallfeld-Kennwerte und nicht die an den einzelnen Orten aufgenommenen akustischen Signale übertragen werden, hält sich das zu übermittelnde Datenvolumen in Grenzen. Trotzdem ist eine sehr genaue Beurteilung des Schallfeldes sowie eine Synchronisation der Hörgeräte und deren Anpassung an das Schallfeld möglich.

Figur 3 zeigt den internen Aufbau der externen Prozessoreinheit 3 in Form einer Fernbedienung gemäß Figur 1. Auch diese weist ein Mikrofon 20 zur Signalaufnahme und eine Signalanalyseinheit 21 zum Generieren von Schallfeld-Kennwerten auf, die in einem Betriebsmodus des Hörgerätesystems 1, 2, 3 über die Sende- und Empfangseinheit 23 und den Signalpfad 25 an die beiden Hörgeräte 1 und 2 im Hörgerätesystem weitergeleitet werden. In den beiden Hörgeräten 1 und 2 liegen somit jeweils die Schallfeld-Kennwerte vom Ort des Hörgerätes, vom Ort des jeweils anderen Hörgerätes sowie vom Ort der externen Prozessoreinheit 3 vor. Dadurch werden eine umfassende Schallfeld-Analyse und, da die Schallfeld-Kennwerte in beiden Hörgeräten 1 und 2 gleichermaßen vorhanden sind, die Synchronisation der beiden Hörgeräte ermöglicht.

Für einen anderen Betriebsmodus des Hörgerätesystems 1, 2, 3 ist vorgesehen, dass die Schallfeld-Kennwerte aller drei Hörhilfegeräte auch in der externen Prozessoreinheit 3 zusammenlaufen. Hierfür ist diese mit einem Speicher 22, der in die Speicherbereiche 22A, 22B, 22C unterteilt ist, ausgestattet. Weil in der externen Prozessoreinheit 3 im Vergleich zu den Hörgeräten 1 und 2 mehr Platz für die Steuer- und Auswerteeinheit 24 zur Verfügung steht, ist diese entsprechend komplex ausgebildet, verfügt über eine höherer Prozessorleistung und ermöglicht daher eine umfangreichere Analyse der Schallfeld-Kennwerte zur Bestimmung der Hörsituation.

10

tion. Ist diese ermittelt, so wird in besagtem Betriebsmodus des Hörgerätesystems anstatt der Schallfeld-Kennwerte vom Ort der externen Prozessoreinheit 3 direkt ein Signal zur Kennzeichnung der Hörsituation von der Steuer- und Auswerteeinheit 24 über die Sende- und Empfangseinheit 23, den Signalpfad 25 (der sich aus den Signalpfaden 5 und 6 gemäß Figur 1 zusammensetzt) und die Sende- und Empfangseinheit 16 zu der Steuer- und Auswerteeinheit 17 der Hörgeräte 1 und 2 übermittelt, zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit 11 an diese Hörsituation.

Die gezeigten Komponenten der Hörgeräte bzw. der externen Prozessoreinheit können in analoger oder digitaler Schaltungstechnik ausgeführt sein. Ferner umfassen insbesondere die Signalanalyseeinheiten 14 und 21 sowie die Steuer- und Auswerteeinheiten 17 und 24 neuronale Strukturen und Fuzzy-Logik zur optimierten Bestimmung von Schallfeld-Kennwerten, der Hörsituation und Parametern der Signalverarbeitungseinheit 11.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems (1, 2, 3) mit wenigstens zwei Hörhilfegeräten (1, 2, 3), zwischen denen ein Signalpfad (4, 5, 6, 18, 25) vorgesehen ist, und mit wenigstens einer Signalverarbeitungseinheit, die an verschiedene Hörsituationen anpassbar ist, wobei in einem ersten Hörhilfegerät (1) und einem zweiten Hörhilfegerät (2) Schallfeld-Kennwerte eines Schallfeldes generiert werden und wobei
5 Schallfeld-Kennwerte von dem ersten Hörhilfegerät (1) auf das zweite Hörhilfegerät (2) übertragen werden zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit des zweiten Hörhilfegerätes (2) an das Schallfeld auf Basis der in beiden Hörhilfegeräten (1, 2) generierten Schallfeld-Kennwerte.
- 10 15 2. Verfahren zum Betrieb eines Hörgerätesystems nach Anspruch 1, wobei Schallfeld-Kennwerte von dem zweiten Hörhilfegerät (2) auf das erste Hörhilfegerät (1) übertragen werden zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit (11) des ersten Hörhilfegerätes (1) an das Schallfeld mittels der in beiden Hörhilfegeräten (1, 2) generierten Schallfeld-Kennwerte.
- 15 20 25 3. Hörgerätesystem (1, 2, 3) mit wenigstens zwei Hörhilfegeräten (1, 2, 3), zwischen denen ein Signalpfad (4, 5, 6, 18, 25) vorgesehen ist, mit wenigstens zwei Signalanalyseeinheiten (14, 21) und mit wenigstens einer Signalverarbeitungseinheit (11), wobei in der Signalanalyseeinheit (14) eines ersten Hörhilfegerätes (1) und der Signalanalyseeinheit eines zweiten Hörhilfegerätes (2) Schallfeld-Kennwerte bestimmbar
30 sind und wobei die Schallfeld-Kennwerte des ersten Hörhilfegerätes (1) auf das zweite Hörhilfegerät (2) über den Signalpfad (4) übertragbar sind zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit des zweiten Hörhilfegerätes (2) an das Schallfeld mittels der in beiden Hörhilfegeräten (1, 2)
35 generierten Schallfeld-Kennwerte.

12

4. Hörgerätesystem nach Anspruch 3, wobei das erste Hörhilfegerät (1) wenigstens eine Sendeeinheit und das zweite Hörhilfegerät (2) wenigstens eine Empfangseinheit zur drahtlosen Signalübertragung zwischen den Hörhilfegeräten (1, 2)
5 umfasst.
5. Hörgerätesystem nach Anspruch 3 oder 4, wobei die Schallfeld-Kennwerte des zweiten Hörhilfegerätes (2) auf das erste Hörhilfegerät (1) über den Signalpfad (4) übertragbar sind
10 zur Anpassung der Signalverarbeitungseinheit (11) des ersten Hörhilfegerätes (1) an das Schallfeld mittels der in beiden Hörhilfegeräten (1, 2) generierten Schallfeld-Kennwerte.
6. Hörgerätesystem nach Anspruch 3 oder 4, wobei wenigstens eines der Hörhilfegeräte als externe Prozessoreinheit (3) und wenigstens eines der Hörhilfegerät als am Kopf tragbares Hörgerät (1, 2) ausgebildet ist.
15
7. Hörgerätesystem nach Anspruch 6, wobei mehrere am Kopf tragbare Hörgeräte (1, 2) vorgesehen sind und eine Übertragung von Schallfeld-Kennwerten zwischen den Hörgeräten (1, 2) und der externen Prozessoreinheit (3) erfolgt.
20
8. Hörgerätesystem nach Anspruch 6 oder 7, wobei die externe Prozessoreinheit (3) als Fernbedienung für wenigstens ein Hörgerät (1, 2) ausgebildet ist.
25
9. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 8, wobei die Schallfeld-Kennwerte Signalpegel akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.
30
10. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wobei die Schallfeld-Kennwerte Frequenzspektren akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.

11. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei die Schallfeld-Kennwerte Modulationsfrequenzen akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.
- 5 12. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 11, wobei die Schallfeld-Kennwerte Modulationstiefen akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.
- 10 13. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 12, wobei die Schallfeld-Kennwerte Rauschanteile akustischer Signale des Schallfeldes kennzeichnen.
- 15 14. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei die Schallfeld-Kennwerte räumliche Schallfeld-Kennwerte umfassen.
- 20 15. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 14, wobei eine Übertragung von Schallfeld-Kennwerten zwischen Hörlhilfegeräten (1, 2, 3) des Hörgerätesystems (1, 2, 3) in periodischen Zeitabständen erfolgt.
- 25 16. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 15, wobei eine Übertragung von Schallfeld-Kennwerten vor der Änderung von Parametern der Signalverarbeitungseinheit (11) wenigstens eines der Hörlhilfegeräte (1, 2, 3) des Hörgerätesystems (1, 2, 3) erfolgt.
- 30 17. Hörgerätesystem nach einem der Ansprüche 1 bis 16, wobei eine Übertragung von Schallfeld-Kennwerten zwischen Hörlhilfegeräten (1, 2, 3) des Hörgerätesystems (1, 2, 3) nach der Betätigung eines Bedienelementes des Hörgerätesystems (1, 2, 3) erfolgt.

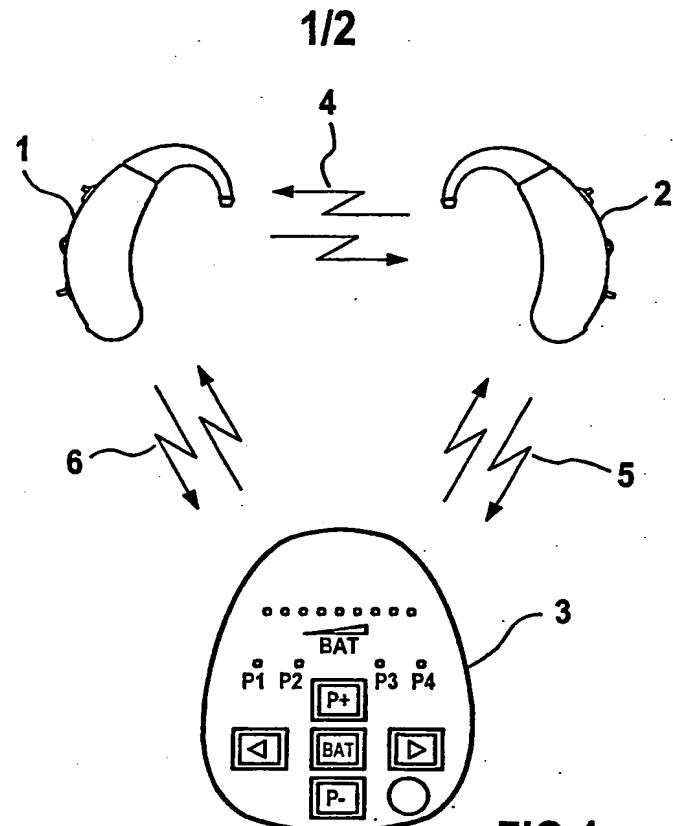


FIG 1

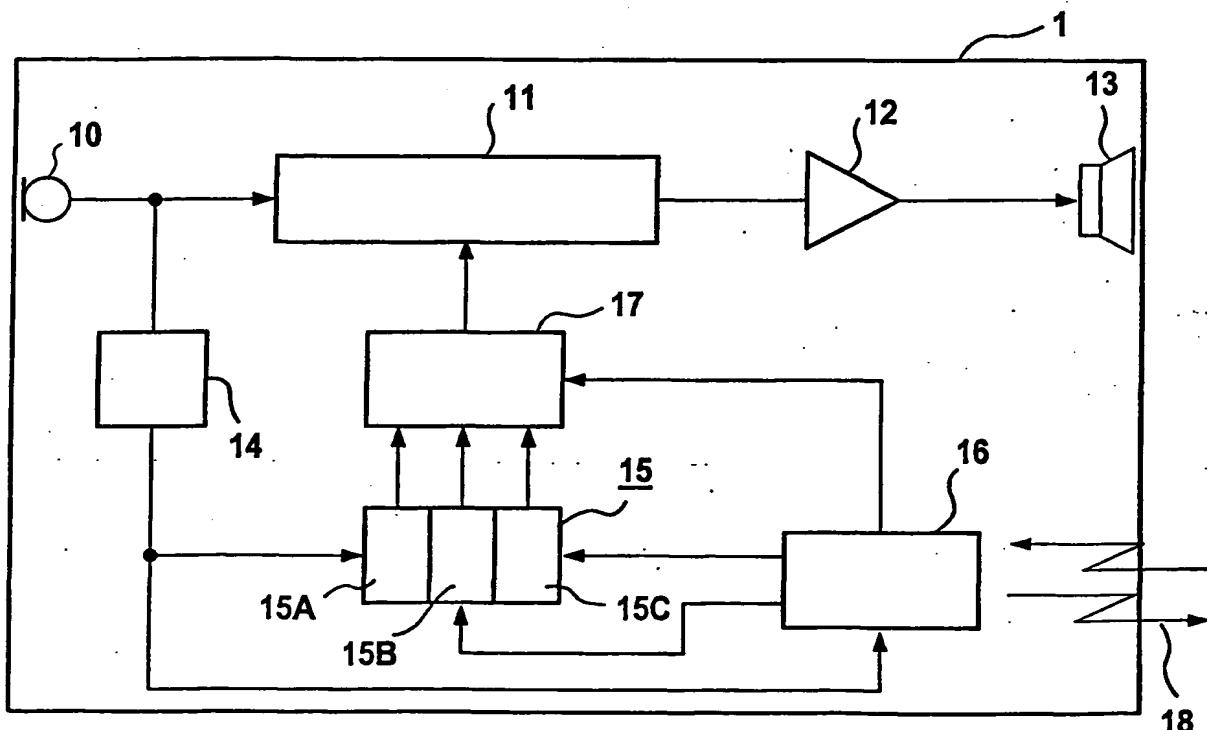
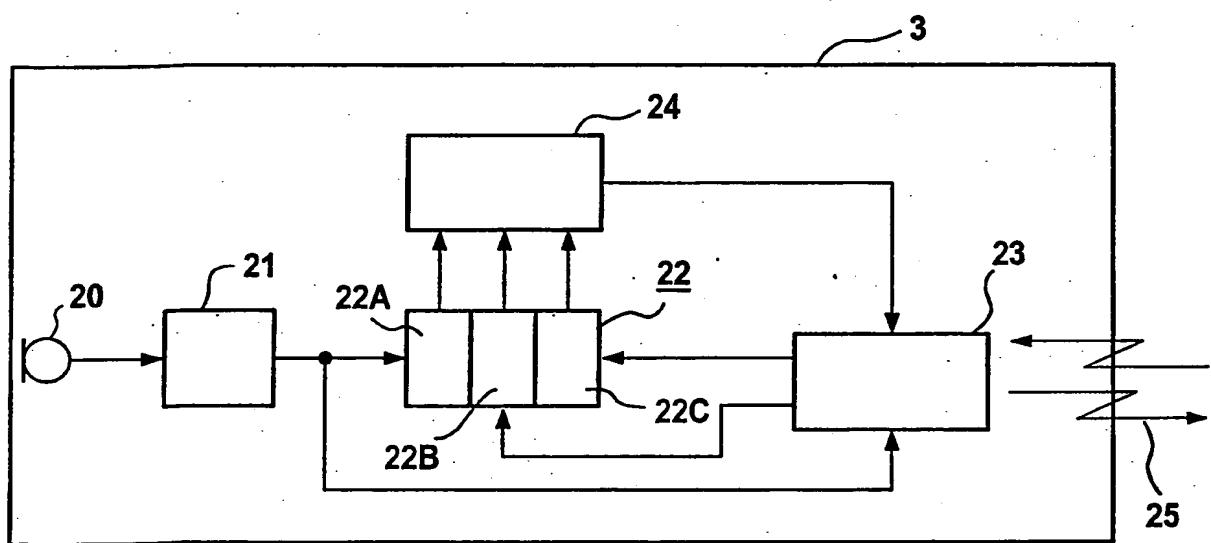


FIG 2

2/2

**FIG 3**

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.